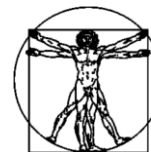


DOI: 10.15593/RZhBiomech/2019.4.04
УДК 531/534: [57+61]



**Российский
Журнал
Биомеханики**
www.biomech.ru

БИОМЕХАНИЧЕСКОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ ВАРИАНТОВ ХИРУРГИЧЕСКОГО РЕКОНСТРУКТИВНОГО ЛЕЧЕНИЯ ОДНОСТОРОННИХ ПЕРЕЛОМОВ КРЕСТЦА

**А.В. Доль¹, Д.В. Иванов¹, И.В. Кажанов², И.В. Кириллова¹,
Л.Ю. Коссович¹, С.И. Микитюк², А.В. Петров²**

¹ Саратовский национальный исследовательский государственный университет имени Н.Г. Чернышевского, Россия, 410012, Саратов, ул. Астраханская, 83, e-mail: ivanovdv@gmail.com

² Санкт-Петербургский научно-исследовательский институт скорой помощи им. И.И. Джанелидзе, Россия, 192242, Санкт-Петербург, ул. Будапештская, 3, лит. А

Аннотация. Проведен сравнительный анализ двух вариантов хирургического лечения одностороннего продольного перелома крестца при трех возможных вариантах локализации линии разлома: снаружы от суставного отростка, с внутренней стороны и непосредственно на самом отростке. Рассмотрены два типа фиксирующих конструкций: канюлированные крестцово-подвздошные винты и аналогичный вариант в комбинации с двусторонней пояснично-тазовой транспедикулярной конструкцией. Анализ и выбор наиболее рационального варианта лечения проводился методами биомеханики. Были выбраны критерии успешности, на основе которых оценивались варианты хирургического лечения. В результате численного моделирования статического нагружения рассматриваемого участка позвоночно-тазового комплекса и анализа полученных полей эквивалентных напряжений и перемещений было показано, что во всех случаях локализации линии перелома более рациональной с точки зрения биомеханики является установка транспедикулярной конструкции в сочетании с крестцово-подвздошными винтами. Самым нестабильным с точки зрения биомеханики является односторонний продольный перелом крестца, проходящий через суставной отросток.

Ключевые слова: биомеханическое моделирование, пациент-ориентированная модель, крестец, транспедикулярные фиксаторы, эквивалентные напряжения, хирургическое лечение.

© Доль А.В., Иванов Д.В., Кажанов И.В., Кириллова И.В., Коссович Л.Ю., Микитюк С.Ю., Петров А.В., 2019

Доль Александр Викторович, к.ф.-м.н., с.н.с. лаборатории систем поддержки принятия врачебных решений, Саратов

Иванов Дмитрий Валерьевич, к.ф.-м.н., в.н.с. лаборатории систем поддержки принятия врачебных решений, Саратов

Кажанов Игорь Владимирович, к.м.н., в.н.с. отдела сочетанной травмы, Санкт-Петербург

Кириллова Ирина Васильевна, к.ф.-м.н., заведующая лабораторией систем поддержки принятия врачебных решений, Саратов

Коссович Леонид Юрьевич, д.ф.-м.н., научный руководитель лаборатории систем поддержки принятия врачебных решений, Саратов

Микитюк Сергей Иванович, к.м.н., старший преподаватель учебного центра, Санкт-Петербург

Петров Артем Викторович, врач травматолог-ортопед отделения сочетанной травмы, Санкт-Петербург

ВВЕДЕНИЕ

Переломы крестца с нарушением целостности тазового кольца встречаются довольно часто и являются следствием высокоэнергетической ударной нагрузки, возникающей при автомобильной аварии или падении с высоты. При этом переломы крестца в различных его анатомических зонах возникают практически при всех механизмах повреждений тазового кольца, носят характер от простого краевого отрывного до сложного *H*- или *U*-образного или оскольчатого [3] (рис. 1).

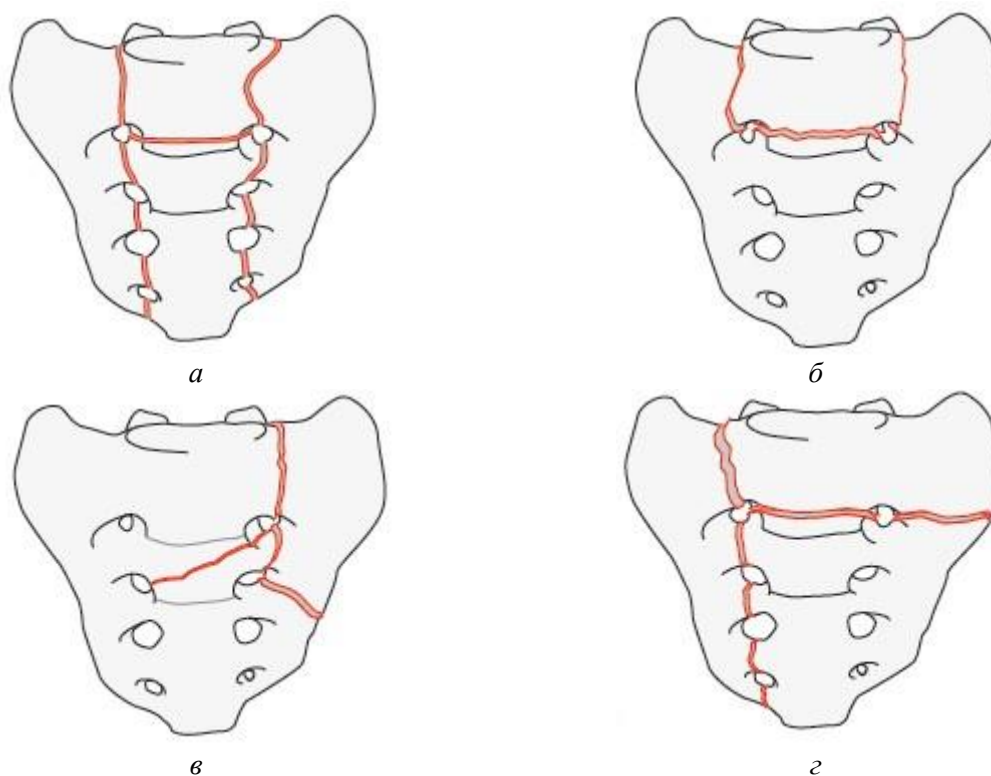


Рис. 1. Варианты переломов крестца: *а* – *H*-образный; *б* – *U*-образный; *в* – лямбдовидный; *г* – *T*-образный [19]

Как правило, при повреждениях тазового кольца по типу вертикального сдвига линия продольного перелома проходит через крестцовые отверстия как наименее устойчивые к ударным нагрузкам зоны крестцовой кости, а сам характер повреждения подразумевает наличие различных морфологических вариантов, отличающихся расположением линии перелома по отношению к суставной фasetке *L5–S1*, что имеет важное значение в плане биомеханической устойчивости задних структур тазового кольца к прилагаемым нагрузкам. Подобные повреждения тазового кольца сопровождаются обильным внутренним кровотечением и требуют скорейшего хирургического вмешательства [14]. Консервативный подход к лечению в этом случае приводит к существенному ухудшению состояния и получению неудовлетворительного результата [17].

Основной задачей хирургического лечения подобных травм в первую очередь является устранение позвоночно-тазовой нестабильности и восстановление целостности тазового кольца. Для данных задач на сегодняшний день разработано множество инструментальных средств, таких как болт-стяжка, пластина типа «двойная кобра», трансфиксация крестцово-подвздошными канюлированными винтами, пластины для малых фрагментов, реконструктивные пластины, а также разнообразные

способы фиксации пояснично-крестцового отдела (гальвостонская или транспедикулярная системы), стержни Харрингтона [5]. Однако выбор конкретного варианта хирургического лечения часто основывается на личном опыте хирурга, и во многих случаях комбинации различных фиксаторов вызывают множество дискуссий относительно стабильности итоговой конструкции [15]. При этом в зависимости от положения линии продольного перелома крестца относительно суставных отростков могут быть выбраны различные варианты и тактики лечения, что также является интересной задачей, лежащей не только в медицинской, но и в биомеханической плоскости.

Работы, посвященные численному исследованию вариантов хирургического лечения при переломах крестца, как правило, подразумевают анализ различных вариантов комбинирования фиксирующих конструкций, а не сравнение имплантатов при разных переломах [12, 2]. Некоторые авторы исследуют также различные техники операций (открытая или малоинвазивная), анализируя их отдаленные результаты [16].

Целью данной работы является сравнительный анализ двух вариантов хирургического лечения одностороннего продольного перелома крестца при трех возможных вариантах локализации линии разлома: снаружи от суставного отростка, с внутренней стороны и непосредственно на самом отростке. Рассмотрены два типа фиксирующих конструкций: канюлированные крестцово-подвздошные винты и аналогичный вариант в комбинации с двусторонней пояснично-тазовой транспедикулярной конструкцией. Анализ и выбор наиболее рационального варианта лечения проводился методами биомеханики.

МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

Объект исследования и медицинская задача

В качестве объекта исследования были рассмотрены кости таза, крестец и позвонки *L5*, *L4*. Помимо твердых тканей были смоделированы фасеточные суставы и межпозвонковые диски. Рассматривался сегмент позвоночно-тазового комплекса с продольным оскольчатый переломом крестца. Исследованы три различных положения линии перелома в районе верхней замыкательной пластины *S1*: снаружи от суставного отростка, непосредственно на отросток и кнутри от него (рис. 2), что соответствует трем типам переломов крестца по классификации *Isler B.* (1990) [10].

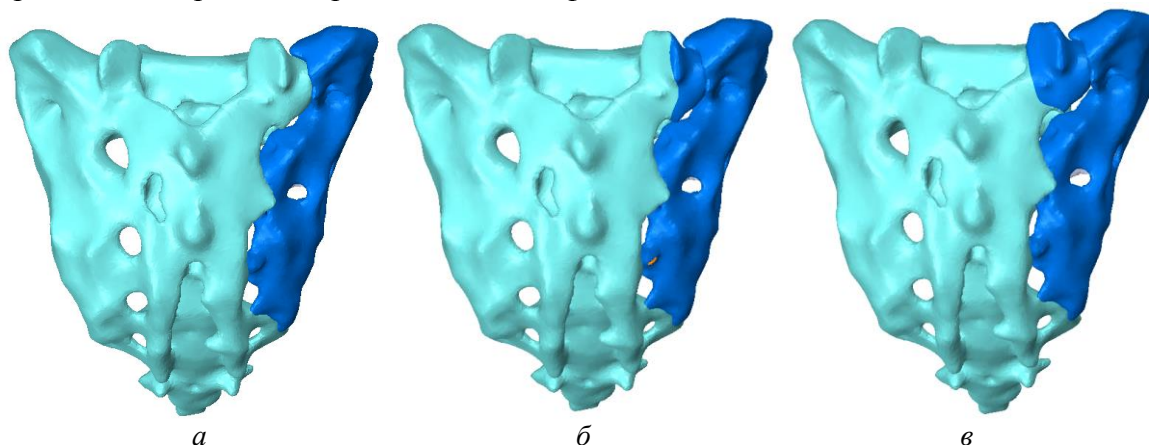


Рис. 2. Варианты расположения линии перелома (отломки окрашены разными цветами): *а* – снаружи от суставного отростка; *б* – через суставной отросток; *в* – кнутри от суставного отростка

При всех вертикально-нестабильных повреждениях тазового кольца (тип С) переднее повреждение может представлять собой разрыв симфиза, перелом нижней и верхней ветвей лонной кости, перелом всех четырех ветвей или перелом двух ветвей и разрыв симфиза [3]. В отличие от заднего отдела, передние структуры таза несут всего лишь 20 % нагрузки веса тела, поэтому характер повреждения переднего отдела в данной работе не учитывали [18].

В конкретном примере рассматривались сочетания одного из вариантов продольного перелома крестца с разрывом лонного сочленения.

Для каждого указанного выше типа перелома были рассмотрены два варианта устанавливаемых фиксирующих конструкций:

- пластина для фиксации лонного сочленения в комбинации с крестцово-подвздошными винтами;
- пластина для фиксации лонного сочленения в комбинации с крестцово-подвздошными винтами с добавлением транспедикулярной конструкции в виде двусторонней пояснично-тазовой стабилизации, состоящей из винтов, установленных в подвздошные кости и позвонки $L4$, $L5$, и соединительных штанг (рис. 3).

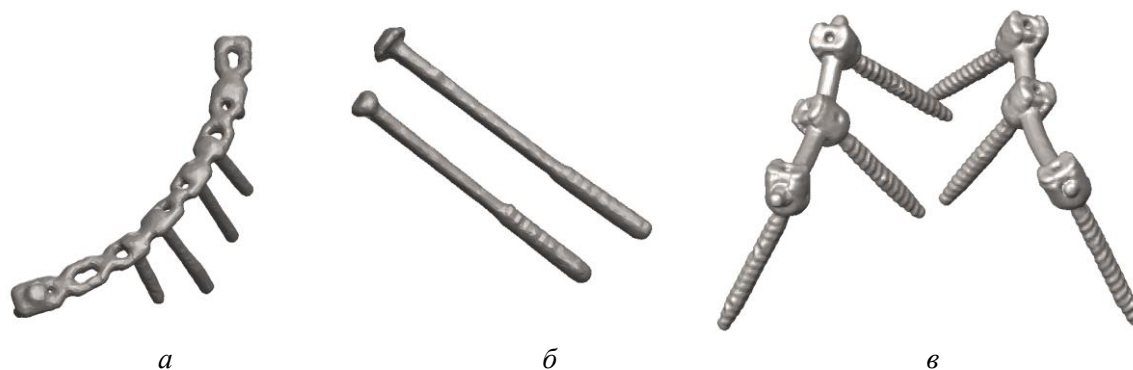


Рис. 3. Имплантируемые конструкции: *а* – пластина с винтами для фиксации лонного сочленения; *б* – крестцово-подвздошные винты; *в* – транспедикулярные винты и соединительные штанги

Проводилось моделирование рассматриваемого сегмента позвоночно-тазового комплекса с установленными имплантатами под действием типовых физиологических нагрузок: сжимающей силы (действие веса тела), а также скручивающих и изгибающих моментов (повороты тела).

Математическая задача

Подробная постановка задачи статики для сегмента позвоночно-тазового комплекса была описана ранее в работе [1], поэтому в данной статье на этом останавливаться не будем.

В рассматриваемой работе численно при помощи метода конечных элементов решалась статическая задача теории упругости о действии на сегмент позвоночно-тазового комплекса компрессионной (осевой) нагрузки и изгибающего или скручивающего моментов.

К верхней концевой пластине позвонка $L4$ прикладывалась компрессионная распределенная нагрузка в 600 Н [20], действующая в направлении оси тела позвонка. Величина нагрузки подбиралась исходя из данных о весе пациента. Помимо компрессионной нагрузки в каждом расчете на верхней концевой пластине позвонка $L4$ задавался изгибающий или скручивающий момент величиной 7,5 Н·м [11]. Поверхности вертлужных впадин жестко закреплялись.

В каждой точке смежных границ соседних подобластей (диск – позвонок, позвонок – винт) принимались условия полного контакта для функций перемещения, обеспечивающие жесткое соединение как элементов сегмента позвоночно-тазового комплекса, так и имплантатов с костными тканями, и непрерывность поля деформаций при приложении нагрузки к моделируемому сегменту позвоночно-тазового комплекса. Условия контакта с трением при коэффициенте 0,5 задавались только между костными отломками крестца [6]. Предполагалось, что в местах взаимодействия костных отломков контактирует именно губчатая кость.

Для всех рассматриваемых объемов использовалась модель линейно-упругого изотропного материала. Механические характеристики брались из литературы [4, 7, 8] и были сведены в табл. 1.

Таблица 1

Свойства материалов

Механические характеристики	Материал				
	Кортикальная кость	Губчатая кость	Межпозвонковый диск	Фасеточный сустав	Титановый сплав
E , МПа	12000	100	2	10	110000
ν	0,3	0,2	0,49	0,4	0,3

Создание 3D-моделей биологических тканей

Геометрическая твердотельная 3D-модель рассматриваемого сегмента позвоночно-тазового комплекса строилась на основе данных компьютерной томограммы пациента в программном пакете *Mimics* 19.0 (рис. 4).

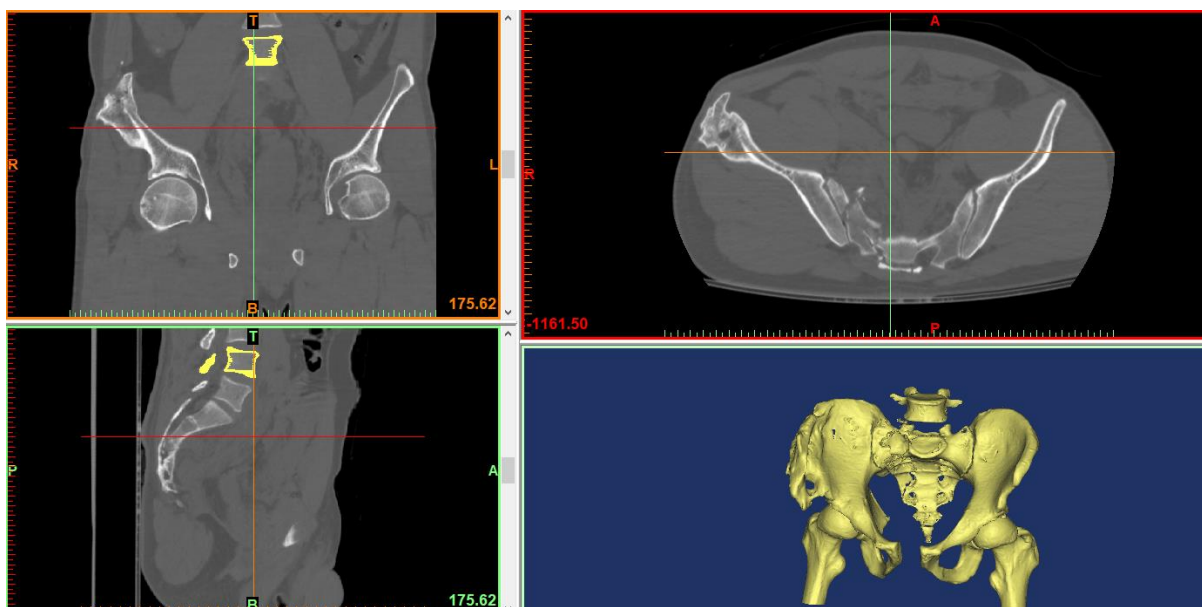


Рис. 4. Обработка томограммы в *MIMICS*

В исследовании использовалась серия снимков компьютерной томограммы пациента П., 43 г. Серия снимков состояла из 581 изображения. На первом этапе для построения геометрии костные ткани каждого из $L4$ и $L5$ позвонков и костей тазового кольца (кортикальная и губчатая) отделялись друг от друга и преобразовывались в 3D-модели. К каждому из создаваемых объемов применялась операция сглаживания.

В результате обработки компьютерной томограммы были построены твердотельные модели кортикальной и губчатой тканей позвонков *L4* и *L5*, крестца и подвздошных костей.

Межпозвонокковые диски и фасеточные суставы были достроены на основе анатомических данных в ручном режиме в программном пакете *SolidWorks* 2008. В 3D-модель позвоночно-тазового комплекса были включены следующие связки: крестцово-бугорная, крестцово-остистая, крестцово-подвздошные (передняя, задняя и межкостная), подвздошно-поясничная, верхняя и дугообразная лобковые связки. Дополнительно в крестцово-поясничный комплекс были включены межостистая, передняя и задняя продольные связки. Указанные связки смоделированы как элементы, работающие на растяжение-сжатие. Точки присоединения данных элементов насколько возможно соответствовали анатомии тазового кольца и нижней части поясничного отдела позвоночника. Связки моделировались при помощи пружин с постоянным стягивающим усилием $1 \text{ кг} = 10 \text{ Н}$. Было задано контактное взаимодействие между ушковидными поверхностями крестца и подвздошных костей, лобковыми костями на уровне лонного сочленения.

С учетом построенных моделей межпозвоноккового диска и связок итоговая 3D-модель исследуемого сегмента позвоночно-тазового комплекса представлена на рис. 5.

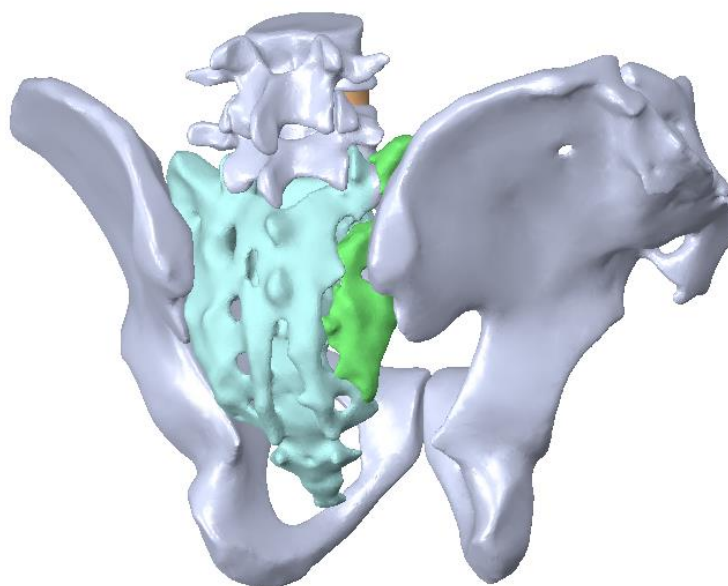


Рис. 5. Модель рассматриваемого сегмента позвоночно-тазового комплекса

Создание 3D-моделей системы фиксации

Для исследования в рамках данной работы были доступны томограммы пациента П., полученные до и после хирургического лечения. В связи с этим было принято решение моделировать имплантируемые конструкции непосредственно на основе данных компьютерной томограммы в программном комплексе *Mimics*. В связи с тем что плотность титана существенно выше плотности окружающих костных тканей, все имплантируемые конструкции удалось построить с высокой степенью точности, так как границы объектов определялись довольно четко. В результате были построены модели имплантатов (см. рис. 3).

Построенные модели имплантатов далее импортировались в программный пакет *SolidWorks* и размещались в рассматриваемом сегменте позвоночно-тазового комплекса в соответствии с описанными выше вариантами хирургического лечения. В результате для каждого типа перелома было получено по две итоговых трехмерных модели. Пример моделей с различными комбинациями имплантатов (для случая линии перелома, проходящей через суставной отросток) приведен на рис. 6.

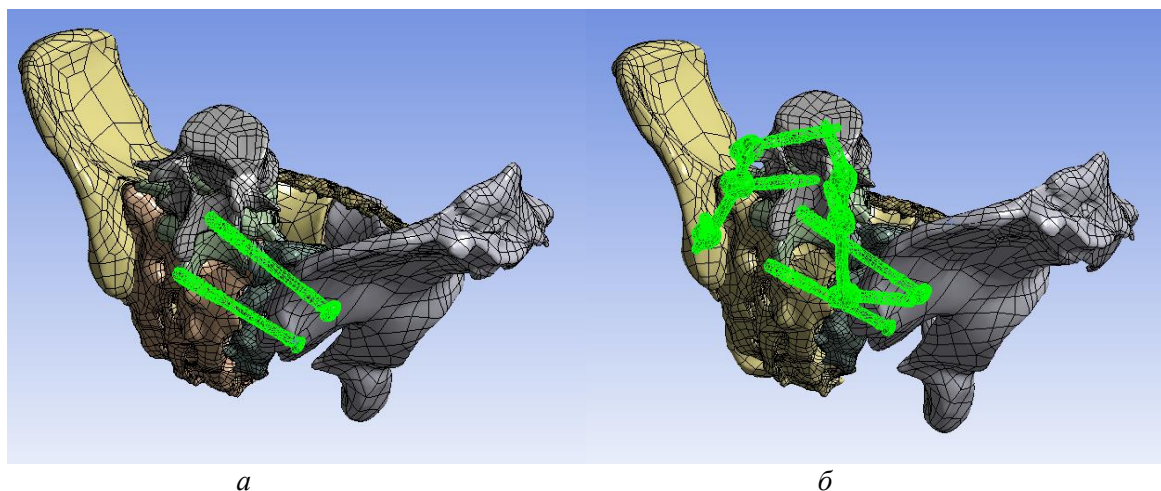


Рис. 6. 3D-модели с различными вариантами хирургического реконструктивного лечения: модель с подвздошно-крестцовыми винтами (а), модель с подвздошно-крестцовыми винтами и транспедикулярной конструкцией (б)

Численное моделирование осуществлялось в системе *ANSYS 19.1* в среде *Workbench*. Ввиду сложности геометрии исследуемого объекта создавалась тетраэдрическая нерегулярная сетка.

Предварительно выполнялся анализ сеточной сходимости, по результатам которого подбирался размер ребра элемента, мало влияющий на результаты расчетов. Для всех моделей количество узлов сетки не превышало 500 тысяч.

После создания расчетной сетки, задания граничных и контактных условий, а также свойств материалов модель запускалась на расчет.

БИОМЕХАНИЧЕСКИЕ КРИТЕРИИ УСПЕШНОСТИ

Введем понятие «биомеханические критерии успешности», под которым будем понимать механические характеристики, оценка которых для различных вариантов хирургического лечения заболеваний и травм позвоночно-тазового комплекса позволит выявить наиболее успешный (или наиболее рациональный, оптимальный вариант). Другими словами, биомеханические критерии успешности хирургического реконструктивного лечения позволяют анализировать результаты биомеханического моделирования с целью обоснования выбора наиболее оптимального варианта хирургического реконструктивного лечения конкретного пациента.

С точки зрения биомеханических критериев успешности наиболее рациональным вариантом считается тот, у которого:

- полные перемещения внутри зафиксированного сегмента наименьшие по сравнению с другими вариантами;
- эквивалентные напряжения в позвонках и имплантатах не превышают предельных значений (предел прочности для тканей позвонков и предел выносливости для материала имплантатов).

Перемещения соседних элементов позвоночно-тазового комплекса друг относительно друга характеризуют подвижность и/или стабильность систем фиксации и имплантатов. При фиксации травм и заболеваний позвоночно-тазового комплекса хирург добивается стабильности поврежденного сегмента, поэтому оценка амплитуды движений и перемещений позволит сделать вывод, какая система фиксации и вариант хирургического реконструктивного лечения обеспечивают необходимую стабильность.

Эквивалентные напряжения в костных тканях позвоночно-тазового комплекса, имплантатах и межпозвонковых дисках характеризуют внутренние усилия, возникающие в этих структурах при приложении внешних нагрузок. Оценка эквивалентных напряжений в тканях позвоночно-тазового комплекса и имплантатах позволяет ответить на вопрос, какой вариант хирургического реконструктивного лечения обеспечивает надежность фиксации и не приводит к повреждению костных и мягких тканей, а также поломке имплантатов.

РЕЗУЛЬТАТЫ И ОБСУЖДЕНИЕ

В результате расчетов для каждой модели были получены поля эквивалентных напряжений и полных перемещений. Анализировались как напряжения в костных тканях, так и напряжения в имплантатах, и для каждого материала максимальные значения рассчитанных величин сравнивались с пределом прочности. Пример полей эквивалентных напряжений в моделях показан на рис. 7.

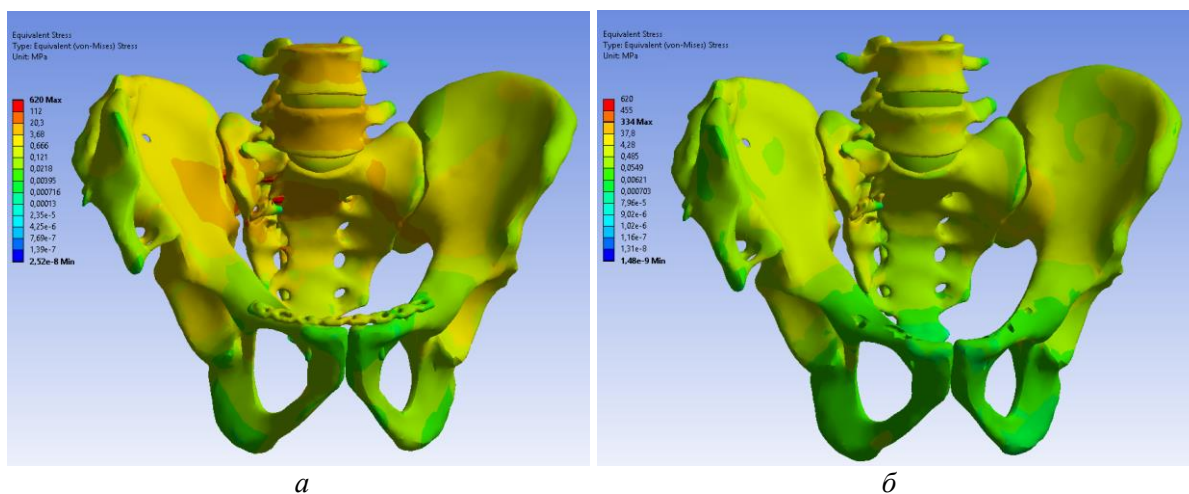


Рис. 7. Поля эквивалентных напряжений в моделях с линией перелома, проходящей через суставной отросток: модель с подвздошно-крестцовыми винтами (а), модель с подвздошно-крестцовыми винтами и транспедикулярной конструкцией (б)

Аналогичные поля эквивалентных напряжений были получены для всех типов переломов в комбинациях с различными вариантами фиксации. Результаты расчетов были сведены в табл. 2, 3.

Все моделируемые имплантаты были изготовлены из титанового сплава, предел текучести которого составляет более 550 МПа [13].

Сначала оценим жесткость фиксации моделируемых имплантатов. В случае когда в качестве фиксирующих конструкций помимо винтов, проходящих через подвздошные кости, выступали также транспедикулярные винты, максимальные перемещения в моделях для всех трех типов перелома существенно снижались (на 42–75%). Наибольшее увеличение жесткости фиксации при установке транспедикулярной конструкции отмечено при компрессионной нагрузке

Таблица 2

**Максимальные эквивалентные напряжения в винтах, проходящих через подвздошную
 кость, МПа**

Параметр	Перелом кнаружи от сустава		Перелом через сустав		Перелом с внутренней стороны от сустава	
	Только винты	Винты и транспедикулярная система	Только винты	Винты и транспедикулярная система	Только винты	Винты и транспедикулярная система
Компрессионная нагрузка и изгибающий момент	169,5	200,7	619,7	131,8	166,8	75,3
Компрессионная нагрузка и скручивающий момент (ротация)	158,6	113,9	452,5	109,5	132,9	61,6

Таблица 3

Максимальные эквивалентные напряжения в костных тканях, МПа

Параметр	Перелом кнаружи от сустава		Перелом через сустав		Перелом с внутренней стороны от сустава	
	Только винты	Винты и транспедикулярная система	Только винты	Винты и транспедикулярная система	Только винты	Винты и транспедикулярная система
Компрессионная нагрузка и изгибающий момент	78,4	53,8	90,3	51,6	71,1	60,7
Компрессионная нагрузка и скручивающий момент (ротация)	77,3	55,6	61,4	49,8	96,2	62,5

В табл. 4 приведены значения максимальных перемещений.

Таблица 4

Максимальные перемещения в моделях, мм

Параметр	Перелом кнаружи от сустава		Перелом через сустав		Перелом с внутренней стороны от сустава	
	Только винты	Винты и транспедикулярная система	Только винты	Винты и транспедикулярная система	Только винты	Винты и транспедикулярная система
Компрессионная нагрузка и изгибающий момент	3,7	1,8	8	2	6	1,7
Компрессионная нагрузка и скручивающий момент (ротация)	2,6	1,5	5,6	1,8	4,1	1,4

и изгибающем моменте в случае перелома через сустав. Выявлено, что вариант фиксации с помощью транспедикулярной конструкции делает модель более стабильной, то есть повышает жесткость конструкции, не давая фиксированным элементам позвоночно-тазового комплекса смещаться друг относительно друга.

Далее проанализируем эквивалентные напряжения в имплантатах и костных структурах. В установленных имплантатах в результате действия на сегмент позвоночно-тазового комплекса компрессионной нагрузки и изгибающего или скручивающего момента почти во всех рассмотренных случаях не возникают напряжения, способные привести к разрушению их конструкции. Исключением является вариант установки только крестцово-подвздошных винтов при одностороннем продольном переломе крестца, линия которого проходит через суставной отросток. Максимальные эквивалентные напряжения в винтах в случае приложения компрессионной нагрузки и изгибающего момента в этом случае составили 619,7 МПа, что превышает предел текучести титанового сплава. При этом установка дополнительной конструкции в виде транспедикулярных винтов приводила к существенному снижению эквивалентных напряжений в винтах (на 28–79%). Только в случае перелома снаружи от сустава отмечено незначительное увеличение эквивалентных напряжений в имплантатах (на 18% с 169,5 до 200,7 МПа при установке транспедикулярной конструкции).

Эквивалентные напряжения в костных структурах существенно не отличались при различных типах имплантатов и вариантах нагружения. Интересным является тот факт, что наибольшие эквивалентные напряжения в костных тканях, а также в винтах, проходящих через подвздошную кость, наблюдались, когда линия перелома проходила через суставной отросток. В этом случае также наблюдался рост перемещений в модели. Данные результаты позволяют предположить, что повреждение суставного отростка S1 приводит к значительной дестабилизации всего рассматриваемого участка позвоночно-тазового комплекса. Поэтому в случае перелома суставного отростка установка дополнительной транспедикулярной конструкции необходима.

Таким образом, если оценивать результаты биомеханического моделирования с точки зрения биомеханических критериев успешности, то более рациональным является вариант установки транспедикулярной системы в дополнение к винтам, проходящим через подвздошные кости. Это позволит снизить риск поломки как самой конструкции, так и повреждения костных тканей.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В работе выполнен сравнительный биомеханический анализ двух вариантов хирургического лечения одностороннего продольного перелома крестца при трех возможных вариантах локализации линии разлома: снаружи от суставного отростка, с внутренней стороны и непосредственно на самом отростке. Рассмотрено два типа фиксирующих конструкций: пластина для фиксации лонного сочленения в комбинации с крестцово-подвздошными винтами и аналогичный вариант с добавлением транспедикулярной конструкции. Выбор наиболее рационального варианта лечения проводился методами биомеханики и основывался на биомеханических критериях успешности.

В результате численного моделирования статического нагружения рассматриваемого участка позвоночно-тазового комплекса и анализа полученных полей эквивалентных напряжений и перемещений было показано, что во всех случаях локализации линии перелома более рациональным с точки зрения биомеханики является установка транспедикулярной конструкции в сочетании с крестцово-

подвздошными винтами. Самым нестабильным с точки зрения биомеханики является односторонний продольный перелом крестца, проходящий через суставной отросток.

БЛАГОДАРНОСТИ

Исследование выполнено при финансовой поддержке Фонда перспективных исследований.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Доль А.В., Доль Е.С., Иванов Д.В. Биомеханическое моделирование вариантов хирургического реконструктивного лечения спондилолистеза позвоночника на уровне L4–L5 // *Российский журнал биомеханики*. – 2018. – Т. 22, № 1. – С. 31–44.
2. Дубров В.Э., Зюзин Д.А., Кузькин И.А., Щербakov И.М., Донченко С.В., Сапрыкина К.А. Применение метода конечных элементов при моделировании биологических систем в травматологии и ортопедии // *Российский журнал биомеханики*. – 2019. – Т. 23, № 1. – С. 140–152.
3. Мюллер М.Е., Алльговер М., Шнайдер Р., Виллинеггер Х. Руководство по внутреннему остеосинтезу. Методика, рекомендованная группой АО (Швейцария): пер. с англ. – М.: Ad Marginem, 1996. – 750 с.
4. Alizadeh M. Influence of Cancellous Bone Existence in Human Lumbar Spine: A Finite Element Analysis // *IFMBE Proceedings*. – 2011. – Vol. 35. – P. 439–442.
5. Aprato A., Devivo S., Masse A. Ten tips to improve iliosacral screw placement // *Journal of Clinical & Experimental Orthopaedics*. – 2018. – Vol. 4, № 2. – P. 59.
6. Brown T., Ferguson J. Mechanical property distributions in the cancellous bone of the human proximal femur // *Acta Orthop. Scand.* – 1980. – Vol. 13. – P. 687–699.
7. Dreischarf M. Biomechanics of the L5-S1 motion segment after total disc replacement - influence of iatrogenic distraction, implant positioning and preoperative disc height on the range of motion and loading of facet joints // *J. Biomech.* – 2015. – Vol. 48, № 12. – P. 3283–3291.
8. Hübner A.R. Numerical analysis of multi-level versus short instrumentation for the treatment of thoracolumbar fractures // *Eur. J. Orthop. Surg. Traumatol.* – 2015. – Vol. 25, suppl. 1. – P. S213–S217.
9. Isler B. Lumbosacral lesions associated with pelvic ring injuries // *J. Orthop. Trauma.* – 1990. – Vol. 4, № 1. – P. 1–6
10. Kaye I.D., Yoon R.S., Stickney W., Snavely J., Vaccaro A.R., Liporace F.A. Treatment of Spinopelvic Dissociation. A Critical Analysis Review // *JBJS REVIEWS*. – 2018. – Vol. 6, № 1. – P. e7.
11. Li J., Peng Y., Yuchi C., Du C. Finite element analysis of fixation of U-shaped sacral fractures // *Sheng Wu Yi Xue Gong Cheng Xue Za Zhi.* – 2019. – Vol. 36, № 2. – P. 223–231.
12. Najafi H., Najafi-Ashtiani M. Finite element analysis on iliosacral screw fixation for sacral stress fracture: a comparison between three systems // *Zahedan J. Res. Med. Sci.* – 2014. – Vol. 16, № 1. – P. 59–63.
13. Niinomi M. Mechanical biocompatibilities of titanium alloys for biomedical applications // *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.* – 2008. – Vol. 1, № 1. – P. 30–42.
14. Nonne D., Capone A., Sanna F., Busnelli L., Russo A.L., Marongiu G., Dessì G., Ferrelì A. Suicidal jumper's fracture - sacral fractures and spinopelvic instability: a case series // *Journal of Medical Case Reports*. – 2018. – Vol. 12. – P. 186.
15. Nouh M.R. Spinal fusion-hardware construct: Basic concepts and imaging review // *World J. Radiol.* – 2012. – Vol. 4, № 5. – P. 193–207.
16. Pearson J.M., Niemeier T.E., McGwin G., Manoharan S.R. Spinopelvic Dissociation: Comparison of outcomes of percutaneous versus open fixation strategies // *Advances in Orthopedics*. – 2018. – Vol. 2018. – Article ID 5023908.
17. Rocha V.M., Guimarães J.A.M., Filho A.P.O., Carrasco F.M., Araújo A.E.P. Jr., Aguiar D.P., Barcellos A.L.L. Sacral fracture treatment with a variation of the lumbopelvic fixation technique // *Coluna/Columna*. – 2018. – Vol. 17, № 1. – P. 69–73.
18. Tile M. *Fractures of the pelvis and acetabulum*. – Philadelphia etc.: Lippencott Williams-Wilkins, 2003. – 830 p.
19. Tile M., Helfet D.L., Kellam J.F. *Fractures of the pelvis and acetabulum*. – Thieme Verlagsgruppe, 2015. – 4 ed. – 1044 p.
20. Zhao Y., Zhang S.D., Wang D., Liu Y.H., Sun T., Jiang C.Q., Tan J.W., Qu W.Q., Xin D.J. Comparison of stability of sacroiliac screws in the treatment of bilateral sacral fractures in a finite element model // *Zhonghua Wai Ke Za Zhi*. – 2012. – Vol. 50, № 8. – P. 719–723.

BIOMECHANICAL MODELING OF SURGICAL RECONSTRUCTIVE TREATMENT VARIANTS OF UNILATERAL SACRAL FRACTURES

A.V. Dol, D.V. Ivanov (Saratov, Russian Federation), I.V. Kazhanov (Saint-Petersburg, Russian Federation), I.V. Kirillova, L.Yu. Kossovich (Saratov, Russian Federation), S.I. Mikityuk, A.V. Petrov (Saint-Petersburg, Russian Federation)

A comparative analysis of two surgical treatment variants for a unilateral longitudinal sacral fracture was carried out in three possible localization of the fracture line: outside the zygapophysis, inside and directly on the zygapophysis. Two variants of implants were considered: cannulated sacroiliac screws and a similar variant in combination with a bilateral lumbar-pelvic transpedicular structure. Analysis and selection of the most rational surgical treatment variant was carried out with the help of biomechanical and computer modelling methods. Surgical treatment variants were evaluated on the basis of investigated success criteria. Finite-element modelling of static loading of the vertebral-pelvic complex segment was carried out. Displacements and equivalent stresses in bone tissues and implants were analyzed. From the biomechanical point of view, the installation of a transpedicular screws in combination with sacroiliac screws was the most rational variant of surgical treatment. This conclusion is valid for all simulated cases of the fracture line localization. The most unstable fracture variant was a one-sided longitudinal fracture of the sacrum passing through the zygapophysis.

Key words: biomechanical modelling, patient-oriented model, sacrum, transpedicular screws, equivalent stresses, surgical treatment.

Получено 18 ноября 2019